

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2012-143296

(P2012-143296A)

(43) 公開日 平成24年8月2日(2012.8.2)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)

F1
A61B 8/00

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2011-2052 (P2011-2052)
(22) 出願日 平成23年1月7日(2011.1.7)

(71) 出願人 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
(71) 出願人 594164542
東芝メディカルシステムズ株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地
(71) 出願人 594164531
東芝医用システムエンジニアリング株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地
(74) 代理人 100149803
弁理士 藤原 康高
(72) 発明者 船木 達也
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
医用システムエンジニアリング株式会社内
最終頁に続く

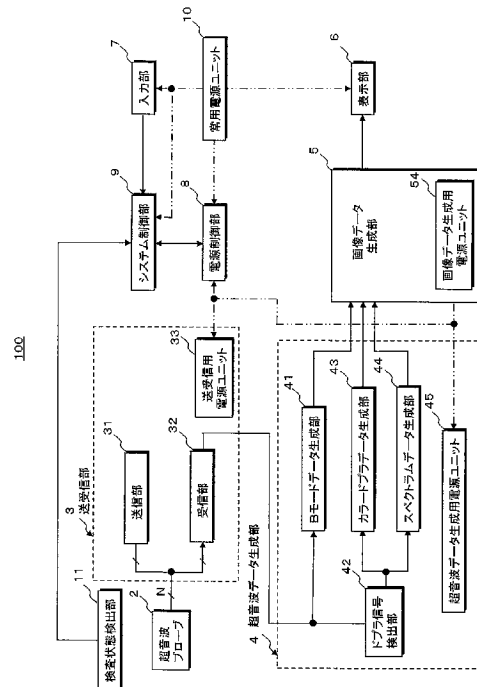
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び制御プログラム

(57) 【要約】

【課題】 超音波検査における消費電力の低減

【解決手段】 超音波診断装置100は、被検体に対する超音波パルスあるいは超音波連続波の送受信に基づいた超音波検査に必要な電力を所定のユニットへ供給する超音波検査用電源ユニット33、45及び54と、前記被検体に対する前記超音波検査の検査状態を検出する検査状態検出部11と、前記検査状態の検出結果に基づいて前記超音波検査用電源ユニットによる電力供給を制御する電源制御部8とを備える。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に対する超音波パルスあるいは超音波連続波の送受信によって得られた受信信号に基づいて画像データを生成する超音波診断装置において、前記超音波パルスあるいは前記超音波連続波の送受信に基づいた超音波検査に必要な電力を所定のユニットへ供給する超音波検査用電源ユニットと、前記被検体に対する前記超音波検査の検査状態を検出する検査状態検出手段と、前記検査状態の検出結果に基づいて前記超音波検査用電源ユニットによる電力供給を制御する電源制御手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記超音波検査用電源ユニットは、超音波送受信ユニット、超音波データ生成ユニット及び画像データ生成ユニットの少なくとも何れかのユニットに対し所定の電力を供給することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

撮影モードを選択する撮影モード選択手段を備え、前記超音波検査用電源ユニットは、選択された撮影モードに対応する前記ユニットに対し所定の電力を供給することを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載した超音波診断装置。

【請求項 4】

前記検査状態検出手段は、前記超音波パルスあるいは前記超音波連続波の送受信を行なう超音波プローブのプローブホルダにおける収納状態に基づいて前記検査状態を検出することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 5】

前記検査状態検出手段は、前記超音波パルスあるいは前記超音波連続波の送受信を行なう超音波プローブの位置情報あるいは移動情報に基づいて前記検査状態を検出することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

撮影モードを選択する撮影モード選択手段と、前記ユニットに設けられ選択された撮影モードにおける設定情報を保存する設定情報記憶手段と、前記検査状態の検出結果に基づいた前記ユニットに対する電力供給の停止により前記超音波検査が中断される際に前記設定情報記憶手段に保存された前記設定情報を保存 (Back up) するデータ記憶手段を備え、前記検出結果に基づいた電力の再供給により前記超音波検査が再開される際、前記データ記憶手段に保存された前記設定情報に基づいて前記超音波検査を再開することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

30

【請求項 7】

前記電源制御手段は、ハードウェアによって構成されることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

被検体に対する超音波パルスあるいは超音波連続波の送受信によって得られた受信信号に基づいて画像データを生成する超音波診断装置に対し、前記被検体に対する超音波検査の検査状態を検出する検査状態検出機能と前記超音波パルスあるいは前記超音波連続波の送受信に基づいた超音波検査に必要な電力を所定のユニットへ供給する超音波検査用電源ユニットを前記検査状態の検出結果に基づいて制御する電源制御機能を実行させることを特徴とする制御プログラム。

40

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明の実施形態は、超音波検査に使用されていないユニットに対する電力供給を停止することにより消費電力を低減することが可能な超音波診断装置及び制御プログラムに関

50

する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波プローブに内蔵された振動素子から発生する超音波パルス（送信超音波）を被検体内に放射し、被検体組織の音響インピーダンスの差異によって生ずる反射波（受信超音波）を前記振動素子により電気信号に変換してモニタ上に表示するものである。この診断方法は、超音波プローブを体表に接触させるだけの簡単な操作で2次元画像データや3次元画像データを容易に観察することができるため、各種臓器の機能診断や形態診断に広く用いられている。

【0003】

生体内の組織あるいは血球からの反射波により生体情報を得る超音波診断法は、超音波パルス反射法と超音波ドプラ法の2つの大きな技術開発により急速な進歩を遂げ、上記技術を用いて得られるBモード画像とカラードプラ画像は、今日の超音波診断において不可欠なものとなっている。又、診断対象部位の血流速度を定量的に計測することが可能な連続波ドプラスペクトラム法やパルスドプラスペクトラム法も循環器領域等において用いられている。

【0004】

このような超音波診断装置では、近年の信号処理技術の発展に伴い、生体内から得られた複数チャンネルの受信信号をA/D変換し、デジタル化された受信信号を整相加算（位相を合わせて加算合成）する、所謂、デジタルビームフォーミングや3次元画像データの短時間収集を可能とする2次元アレイ超音波プローブ等が新たに実用化され、更に精度の高い超音波診断が可能となった。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2005-342194号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

上述のデジタルビームフォーミングや2次元アレイ超音波プローブに代表される超音波技術の高性能化に伴い、受信信号のチャンネル数は著しく増加しその処理速度も高速化された。このため、超音波送受信部や画像データ生成部等のユニットを構成する回路素子において多くの電力が消費されるようになった。

【0007】

特に、超音波検査では、中断と再開を繰り返しながら予め設定された1つあるいは複数からなる撮影モードの検査が行なわれるが、上述のユニットに対する電力供給は常時行なわれてきたため超音波検査が中断されている期間において無駄な電力が消費され、又、これらのユニットにおける消費電力に伴って発生する熱によりこれらを構成する回路素子の動作が不安定になるという問題点を有していた。

【0008】

本開示は、上述の問題点を鑑みてなされたものであり、その目的は、被検体に対する超音波検査が実行されていない場合には、超音波送受信等に必要な電力を供給する電源ユニットの動作を停止することにより消費電力を低減することが可能な超音波診断装置及び制御プログラムを提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記課題を解決するために、本開示の超音波診断装置は、被検体に対する超音波パルスあるいは超音波連続波の送受信によって得られた受信信号に基づいて画像データを生成する超音波診断装置において、前記超音波パルスあるいは前記超音波連続波の送受信に基づいた超音波検査に必要な電力を所定のユニットへ供給する超音波検査用電源ユニットと、

10

20

30

40

50

前記被検体に対する前記超音波検査の検査状態を検出する検査状態検出手段と、前記検査状態の検出結果に基づいて前記超音波検査用電源ユニットによる電力供給を制御する電源制御手段とを備えたことを特徴としている。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】本実施形態における超音波診断装置の全体構成を示すブロック図。

【図2】本実施形態の超音波診断装置が備える送受信部及び超音波データ生成部の具体的な構成を示すブロック図。

【図3】本実施形態の超音波診断装置が備える画像データ生成部の具体的な構成を示すブロック図。

【図4】本実施形態の超音波診断装置における電源系を説明するための図。

【図5】本実施形態における超音波検査の手順を示すフローチャート。

【発明を実施するための形態】

【0011】

以下、図面を参照して本開示の実施形態を説明する。

【0012】

(実施形態)

以下に述べる本実施形態の超音波診断装置では、超音波プローブの使用状況に基づいて被検体に対する超音波検査の検査状態を検出し、その検出結果に基づいて当該超音波検査の実行に必要なユニットに対し所定の電力を供給する電源ユニット（以下では、超音波検査用電源ユニットと呼ぶ。）の動作を制御する。

【0013】

尚、本実施形態では、超音波検査用電源ユニットとして超音波送受信に必要な送受信用電源ユニット、超音波データの生成に必要な超音波データ生成用電源ユニット及び画像データの生成に必要な画像データ生成用電源ユニットについて述べるが、超音波検査の実行時に必要な電源ユニットであれば上述の電源ユニットに限定されない。

【0014】

(装置の構成)

本開示の実施形態における超音波診断装置の構成と機能につき図1乃至図4を用いて説明する。尚、図1は、本実施形態における超音波診断装置の全体構成を示すブロック図であり、図2及び図3は、この超音波診断装置が備える送受信部/超音波データ生成部及び画像データ生成部の具体的な構成を示すブロック図である。

【0015】

図1に示す超音波診断装置100は、被検体の体内に送信超音波（超音波パルス及び超音波連続波）を放射し、この送信超音波によって得られた超音波反射波（受信超音波）を電気信号（受信信号）に変換する複数個の振動素子が配列された超音波プローブ2と、前記被検体の所定方向に対して送信超音波を放射するための駆動信号を前記振動素子に供給し、これらの振動素子から得られた複数チャンネルの受信信号を整相加算する送受信部3と、Bモード/カラードブラモード及びCWドブラモードの各撮影モードにて得られる整相加算後の受信信号を処理してBモードデータ、カラードブラデータ及びCWドブラスペクトラムデータを生成する超音波データ生成部4と、超音波データ生成部4において得られたBモードデータ及びカラードブラデータを超音波送受信方向（走査方向）に対応させて保存することにより2次元あるいは3次元のBモード画像データやカラードブラ画像データを生成し、更に、CWドブラモードの超音波送受信方向（CW走査方向）に対する超音波連続波の送受信によって得られた時系列的なCWドブラスペクトラムデータを時間軸方向に順次保存することによりスペクトラム画像データを生成する画像データ生成部5を備えている。

【0016】

更に、超音波診断装置100は、画像データ生成部5によって生成されたBモード画像データ、カラードブラ画像データ及びスペクトラム画像データや後述の検査状態検出部1

10

20

30

40

50

1 から供給された超音波検査状態の検出結果等を表示する表示部 6 と、被検体情報の入力、撮影モードの選択、超音波データ生成条件及び画像データ生成条件の設定、各種指示信号の入力等を行なう入力部 7 と、上述の送受信部 3、超音波データ生成部 4 及び画像データ生成部 5 の各々が備える超音波検査用電源ユニットを制御する電源制御部 8 と、上述の各ユニットを統括的に制御するシステム制御部 9 と、表示部 6、入力部 7、電源制御部 8 及びシステム制御部 9 に対して所定の電力を常時供給する常用電源ユニット 10 と、当該超音波検査における検査状態（即ち、超音波送受信を伴う超音波検査が実行される状態にあるか否か）を検出する検査状態検出部 11 を備えている。

【0017】

超音波プローブ 2 は、配列された N 個の図示しない振動素子とその先端部に有し、前記先端部を被検体の体表に接触させて超音波の送受信を行なう。振動素子は電気音響変換素子であり、送信時には電氣的な駆動信号を送信超音波に変換し、受信時には超音波反射波（受信超音波）を電氣的な受信信号に変換する機能を有している。そして、これら振動素子の各々は、図示しない N チャンネルの多芯ケーブルを介して送受信部 3 に接続されている。尚、本実施形態では、N 個の振動素子を有するセクタ走査用の超音波プローブ 2 を用いた場合について述べるが、リニア走査やコンベックス走査等に対応した超音波プローブを用いても構わない。

【0018】

次に、図 2 に示す送受信部 3 は、被検体の所定方向に対し送信超音波（即ち、B モード / カラー Doppler モードにおける超音波パルス及び CW Doppler モードにおける超音波連続波）を放射するための駆動信号を超音波プローブ 2 の振動素子へ供給する送信部 31 と、これらの振動素子から得られた複数チャンネルの受信信号を整相加算する受信部 32 と、送信部 31 及び受信部 32 に対し所定の電力を供給する送受信電源ユニット 33 を備え、送信部 31 は、レートパルス発生器 311、送信遅延回路 312 及び駆動回路 313 を備えている。

【0019】

レートパルス発生器 311 は、超音波パルスを送信超音波として用いる B モード及びカラー Doppler モードにおいて用いられ、被検体内に放射する送信超音波の繰り返し周期を決定するレートパルスをシステム制御部 9 から供給される基準信号を分周することによって生成し送信遅延回路 312 へ供給する。

【0020】

送信遅延回路 312 は、例えば、超音波プローブ 2 に内蔵された N 個の振動素子の中から選択された N_t 個の送信用振動素子と同数の独立な遅延回路から構成され、送信において細いビーム幅を得るために所定の深さに送信超音波（超音波パルス）を集束するための集束用遅延時間と所定方向に対して前記送信超音波を放射するための偏向用遅延時間を設定する。

【0021】

駆動回路 313 は、超音波プローブ 2 に内蔵された N_t 個の送信用振動素子を駆動する機能を有し、例えば、上述の集束用遅延時間と偏向用遅延時間が与えられたレートパルスに基づいて B モード及びカラー Doppler モードにおける駆動用パルスを生成し、更に、所定の深さに送信超音波（超音波連続波）を収束するための集束用遅延時間と所定方向へ前記送信超音波を放射するための偏向用遅延時間を有する CW Doppler モードの駆動用連続波を生成する。

【0022】

一方、受信部 32 は、超音波プローブ 2 に内蔵された N 個の振動素子の中から選択された N_r 個の受信用振動素子に対応する N_r チャンネルのプリアンプ 321、A/D 変換器 322 及び受信遅延回路 323 と加算器 324 を備え、B モード / カラー Doppler モード及び CW Doppler モードにおいて受信用振動素子からプリアンプ 321 を介して供給された N_r チャンネルの受信信号は A/D 変換器 322 にてデジタル信号に変換され、受信遅延回路 323 に送られる。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 3 】

受信遅延回路 3 2 3 は、所定の深さからの受信超音波を集束するための集束用遅延時間と、所定方向に対して受信指向性を設定するための偏向用遅延時間を A / D 変換器 3 2 2 から出力された N r チャンネルの受信信号の各々に与え、加算器 3 2 4 は、受信遅延回路 3 2 3 から出力された N r チャンネルの受信信号を加算合成する。即ち、受信遅延回路 3 2 3 と加算器 3 2 4 により、所定方向からの受信超音波に対応した受信信号は整相加算される。

【 0 0 2 4 】

送受信電源ユニット 3 3 は、揮発性の記憶回路によって構成された図示しない設定情報記憶部を備え、この設定情報記憶部には、入力部 7 において初期設定されシステム制御部 9 及び電源制御部 8 を介して供給された超音波送受信条件や撮影モード選択情報等が設定情報として保存される。そして、設定情報記憶部に保存されたこれらの設定情報に基づいて当該撮影モードにおける超音波送受信が実行される。

10

【 0 0 2 5 】

又、所定の撮影モードにおいて超音波検査が中断される場合、設定情報記憶部に保存されていた上述の設定情報は、システム制御部 9 から電源制御部 8 を介して供給される検査中断指示信号に従って電源制御部 8 が有する図示しないデータ記憶部に保存 (Back up) され、更に、当該超音波検査が再開される場合、前記データ記憶部に一旦保存された上述の設定情報は、システム制御部 9 から電源制御部 8 を介して供給される検査再開指示信号に従って送受信電源ユニット 3 3 が有する上述の設定情報記憶部に再インストールされる。

20

【 0 0 2 6 】

一方、送受信電源ユニット 3 3 の電源出力端子は、送信部 3 1 及び受信部 3 2 を構成する回路素子の電源端子に接続される。そして、システム制御部 9 から供給された検査開始指示信号あるいは検査再開指示信号に基づいて電源制御部 8 が生成した電源制御信号に従い超音波送受信に必要な電力を上述のユニットに対して供給し、更に、システム制御部 9 から供給された検査中断指示信号あるいは検査終了指示信号に基づいて電源制御部 8 が生成した電源制御信号に従い上述のユニットに対する電力供給を停止する。

【 0 0 2 7 】

具体的には、システム制御部 9 は、検査状態検出部 1 1 から供給される超音波検査状態の検出結果に基づいて検査開始指示信号、検査中断指示信号、検査再開指示信号及び検査終了指示信号を生成し、電源制御部 8 は、これらの指示信号に従って所定の電源制御信号を生成する。そして、送受信電源ユニット 3 3 は、電源制御部 8 から供給される上述の電源制御信号に従って送信部 3 1 及び受信部 3 2 に対する電力供給を開始あるいは停止する。

30

【 0 0 2 8 】

次に、超音波データ生成部 4 は、受信部 3 2 の加算器 3 2 4 から出力される B モードの受信信号を処理して B モードデータを生成する B モードデータ生成部 4 1 と、カラードプラモード及び C W ドプラモードの受信信号を直交検波してドプラ信号を検出するドプラ信号検出部 4 2 と、カラードプラモードにおいて検出されたドプラ信号に基づいてカラードプラデータを生成するカラードプラデータ生成部 4 3 を備え、更に、C W ドプラモードにおいて検出されたドプラ信号に基づいて C W ドプラスペクトラムデータを生成するスペクトラムデータ生成部 4 4 と、上述の B モードデータ生成部 4 1、ドプラ信号検出部 4 2、カラードプラデータ生成部 4 3 及びスペクトラムデータ生成部 4 4 に対し所定の電力を供給する超音波データ生成用電源ユニット 4 5 を備えている。

40

【 0 0 2 9 】

B モードデータ生成部 4 1 は、包絡線検波器 4 1 1 と対数変換器 4 1 2 を備え、包絡線検波器 4 1 1 は、受信部 3 2 の加算器 3 2 4 から供給される整相加算後の受信信号を包絡線検波し、対数変換器 4 1 2 は、包絡線検波された受信信号の振幅を対数変換して B モードデータを生成する。

50

【 0 0 3 0 】

ドブラ信号検出部 4 2 は、 $\pi/2$ 移相器 4 2 1、ミキサ 4 2 2 - 1 及び 4 2 2 - 2、LPF (低域通過フィルタ) 4 2 3 - 1 及び 4 2 3 - 2 を備え、受信部 3 2 の加算器 3 2 4 から供給される受信信号を直交検波して実部と虚部とからなる複素型のドブラ信号を検出する。

【 0 0 3 1 】

一方、カラードブラデータ生成部 4 3 は、ドブラ信号記憶回路 4 3 1、MTI フィルタ 4 3 2 及び自己相関演算器 4 3 3 を備え、同一方向に対する複数回の超音波走査においてドブラ信号検出部 4 2 から出力されるドブラ信号はドブラ信号記憶部 4 3 1 に順次保存される。次いで、高域通過用のデジタルフィルタである MTI フィルタ 4 3 2 は、当該被検体の同一部位にて収集された時系列的なドブラ信号をドブラ信号記憶部 4 3 1 から読み出し、これらのドブラ信号に含まれている臓器の呼吸性移動や拍動性移動等に起因した成分(クラッタ成分)を除去する。そして、自己相関演算器 4 3 3 は、MTI フィルタ 4 3 2 によって血流情報のみが抽出されたドブラ信号に対し自己相関演算を行なって血流の平均流速値や血流速度の乱れを示す速度分散値をカラードブラデータとして算出する。

10

【 0 0 3 2 】

一方、スペクトラムデータ生成部 4 4 は、図示しない演算処理部と記憶部を有した FFT 分析器 4 4 1 を備え、CW 走査方向に対する超音波送受信によって得られた受信信号に対してドブラ信号検出部 4 2 が検出した複素型のドブラ信号は前記記憶部に保存される。そして、前記演算処理部は、前記記憶部に保存された所定期間のドブラ信号に対し FFT 分析を行なって時系列的な CW ドブラスペクトラムデータを生成する。

20

【 0 0 3 3 】

超音波データ生成用電源ユニット 4 5 は、揮発性の記憶回路によって構成された図示しない設定情報記憶部を備え、この設定情報記憶部には、入力部 7 において初期設定されシステム制御部 9 及び電源制御部 8 を介して供給された超音波データ生成条件や撮影モードの選択情報等が設定情報として保存される。そして、設定情報記憶部に保存されたこれらの設定情報に基づいて当該撮影モードにおける超音波データの生成が行なわれる。

【 0 0 3 4 】

又、所定の撮影モードにおいて超音波検査が中断される場合、設定情報記憶部に保存されている上述の設定情報は、システム制御部 9 から電源制御部 8 を介して供給された検査中断指示信号に従って電源制御部 8 が有する図示しないデータ記憶部に保存 (Back up) され、更に、当該超音波検査が再開される場合、前記データ記憶部に一旦保存された上述の設定情報は、システム制御部 9 から電源制御部 8 を介して供給された検査再開指示信号に従って超音波データ生成用電源ユニット 4 5 が有する上述の設定情報記憶部に再インストールされる。

30

【 0 0 3 5 】

一方、超音波データ生成用電源ユニット 4 5 の電源出力端子は、上述の B モードデータ生成部 4 1、ドブラ信号検出部 4 2、カラードブラデータ生成部 4 3 及びスペクトラムデータ生成部 4 4 を構成する回路素子の電源端子に接続される。そして、システム制御部 9 から供給された検査開始指示信号あるいは検査再開指示信号に基づいて電源制御部 8 が生成した電源制御信号に従い超音波データの生成に必要な電力を上述のユニットに対して供給し、更に、システム制御部 9 から供給された検査中断指示信号あるいは検査終了指示信号に基づいて電源制御部 8 が生成した電源制御信号に従い上述のユニットに対する電力供給を停止する。

40

【 0 0 3 6 】

具体的には、システム制御部 9 は、検査状態検出部 1 1 から供給される超音波検査状態の検出結果に基づいて検査開始指示信号、検査再開指示信号、検査中断指示信号及び検査終了指示信号を生成し、電源制御部 8 は、これらの指示信号に従って所定の電源制御信号を生成する。そして、超音波データ生成用電源ユニット 4 5 は、電源制御部 8 から供給される上述の電源制御信号に従って B モードデータ生成部 4 1、ドブラ信号検出部 4 2、カ

50

ロードプラデータ生成部 4 3 及びスペクトラムデータ生成部 4 4 に対する電力供給を開始あるいは停止する。

【 0 0 3 7 】

次に、図 1 に示した画像データ生成部 5 の具体的な構成につき図 3 のブロック図を用いて説明する。この画像データ生成部 5 は、図 3 に示すように、B モード画像データ生成部 5 1、カラードプラ画像データ生成部 5 2、スペクトラム画像データ生成部 5 3 及び画像データ生成用電源ユニット 5 4 を備えている。

【 0 0 3 8 】

B モード画像データ生成部 5 1 は、図示しない記憶回路を備え、超音波データ生成部 4 の B モードデータ生成部 4 1 から走査方向単位で順次供給される対数変換後の受信信号 (B モードデータ) を前記記憶回路に保存して B モード画像データを生成する。

10

【 0 0 3 9 】

カラードプラ画像データ生成部 5 2 は、超音波データ生成部 4 のカラードプラデータ生成部 4 3 から供給されるカラードプラデータに基づいてカラードプラ画像データを生成する。例えば、血流の平均流速値に対応した明度情報と速度分散値に対応した色相情報を各々の画素に設定することにより平均流速値と速度分散値の同時観測が可能なカラードプラ画像データを生成する。

【 0 0 4 0 】

一方、スペクトラム画像データ生成部 5 3 は、図示しない記憶回路を備え、超音波データ生成部 4 のスペクトラムデータ生成部 4 4 が C W 走査方向から得られた受信超音波のドプラ成分に基づいて生成した時系列的な C W ドプラスペクトラムデータを時間軸方向に配列してスペクトラム画像データを生成する。

20

【 0 0 4 1 】

画像データ生成用電源ユニット 5 4 は、揮発性の記憶回路によって構成された図示しない設定情報記憶部を備え、この設定情報記憶部には、入力部 7 において設定されシステム制御部 9 及び電源制御部 8 を介して供給された画像データ生成条件や撮影モードの選択情報等が設定情報として保存される。そして、設定情報記憶部に保存されたこれらの設定情報に基づいて当該撮影モードにおける画像データの生成が行なわれる。

【 0 0 4 2 】

又、所定の撮影モードにおいて超音波検査が中断される場合、設定情報記憶部に保存されていた上述の設定情報は、システム制御部 9 から電源制御部 8 を介して供給される検査中断指示信号に従って電源制御部 8 が有する図示しないデータ記憶部に保存 (Back up) され、更に、当該超音波検査が再開される場合、データ記憶部に一旦保存された上述の設定情報は、システム制御部 9 から電源制御部 8 を介して供給される検査再開指示信号に従って画像データ生成用電源ユニット 5 4 が有する上述の設定情報記憶部に再インストールされる。

30

【 0 0 4 3 】

一方、画像データ生成用電源ユニット 5 4 の電源出力端子は、上述の B モード画像データ生成部 5 1、カラードプラ画像データ生成部 5 2 及びスペクトラム画像データ生成部 5 3 を構成する回路素子の電源端子に接続される。そして、システム制御部 9 から供給された検査開始指示信号あるいは検査再開指示信号に基づいて電源制御部 8 が生成した電源制御信号に従い画像データの生成に必要な電力を上述のユニットに対して供給し、更に、システム制御部 9 から供給された検査中断指示信号あるいは検査終了指示信号に基づいて電源制御部 8 が生成した電源制御信号に従い上述のユニットに対する電力供給を停止する。

40

【 0 0 4 4 】

具体的には、システム制御部 9 は、検査状態検出部 1 1 から供給される超音波検査状態の検出結果に基づいて検査開始指示信号、検査再開指示信号、検査中断指示信号あるいは検査終了指示信号を生成し、電源制御部 8 は、これらの指示信号に従って所定の電源制御信号を生成する。そして、画像データ生成用電源ユニット 5 4 は、電源制御部 8 から供給される上述の電源制御信号に基づいて B モード画像データ生成部 5 1、カラードプラ画像

50

データ生成部 5 2 及びスペクトラム画像データ生成部 5 3 に対する電力供給を開始あるいは停止する。

【 0 0 4 5 】

次に、図 1 に示す表示部 6 は、図示しない表示データ生成部とモニタを備え、画像データ生成部 5 において生成された B モード画像データ、カラードブラ画像データ及びスペクトラム画像データを用いて表示データを生成する機能を有している。例えば、前記表示データ生成部は、B モード / カラードブラモードにおいて画像データ生成部 5 の B モード画像データ生成部 5 1 が生成した B モード画像データにカラードブラ画像データ生成部 5 2 が生成したカラードブラ画像データを重畳して表示データを生成し、C W ドブラモードにおいて画像データ生成部 5 のスペクトラム画像データ生成部 5 3 が生成したスペクトラム画像データに最大ドブラ周波数の極大値を示す極大値マーカ等を付加して表示データを生成する。そして、得られたこれらの表示データを所定の表示フォーマットに変換した後、被検体情報等の付帯情報を付加して前記モニタに表示する。

10

【 0 0 4 6 】

又、検査状態検出部 1 1 からシステム制御部 9 を介して供給される超音波検査状態や電源制御部 8 からシステム制御部 9 を介して供給される超音波検査用電源ユニットの動作状態に関する情報等も表示部 6 において表示される。

【 0 0 4 7 】

次に、入力部 7 は、操作パネル上に表示パネルやキーボード、トラックボール、マウス、選択ボタン等の入力デバイスを備え、被検体情報の入力、超音波送受信条件の設定、超音波データ生成条件及び画像データ生成条件の設定、撮影モードの選択、検査開始指示信号及び検査終了指示信号の入力等を行なう。

20

【 0 0 4 8 】

電源制御部 8 は、入力部 7 からシステム制御部 9 を介して供給される検査開始指示信号及び検査終了指示信号や検査状況検出部 1 1 から供給される超音波検査状態の検出結果に基づいてシステム制御部 9 が生成する検査中断指示信号及び検査再開指示信号に基づいて検査を開始 / 中断 / 再開 / 終了させるための電源制御信号を生成し、これらの電源制御信号を超音波検査用電源ユニットとしての送受信部 3 の送受信電源ユニット 3 3、超音波データ生成部 4 の超音波データ生成用電源ユニット 4 5 及び画像データ生成部 5 の画像データ生成用電源ユニット 5 4 へ供給することにより、送受信部 3、超音波データ生成部 4 及び画像データ生成部 5 に対する電源供給を制御する。

30

【 0 0 4 9 】

システム制御部 9 は、図示しない CPU と記憶部を備え、前記記憶部には、入力部 7 において入力 / 設定 / 選択された各種の情報が保存される。そして、前記 CPU は、これらの情報に基づいて超音波診断装置 1 0 0 の各ユニットを統括的に制御することにより被検体に対する超音波検査を実行させると共に、検査状態検出部 1 1 から供給される超音波検査状態の検出結果に基づいて検査中断指示信号や検査再開指示信号を生成する。そして、これらの指示信号に基づいて送受信部 3、超音波データ生成部 4 及び画像データ生成部 5 に対する電力供給を制御することにより当該超音波検査において消費される電力を低減させる。

40

【 0 0 5 0 】

常用電源ユニット 1 0 は、超音波診断装置 1 0 0 の操作卓や筐体側面等に設けられた図示しない電源スイッチを ON 状態にすることにより、表示部 6、入力部 7、電源制御部 8 及びシステム制御部 9 の各々に対する電力供給を常時行なう。この常用電源ユニット 1 0 により、被検体情報の入力や各種の初期設定等を超音波検査状態に関係なく行なうことが可能となる。

【 0 0 5 1 】

一方、検査状態検出部 1 1 は、当該被検体に対する超音波検査（即ち、超音波送受信、超音波データの生成及び画像データの生成）が実行される状態にあるか否かを検出する機能を有し、例えば、接触センサを有した図示しないプローブホルダを用いることによって

50

容易に実現することができる。即ち、この接触センサの出力信号に基づいてプローブホルダ内に超音波プローブ2が収納されている状態（超音波検査が実行されない状態）あるいは超音波プローブ2が収納されていない状態（超音波検査が実行される状態）を検出し、超音波検査状態の検出結果としてシステム制御部9へ供給する。

【0052】

次に、本実施形態の超音波診断装置100における電源系につき図4を用いて説明する。この図4に示すように、超音波診断装置100は、図示しない電源スイッチをON状態にすることにより、超音波検査状態に依存することなく所定の電力を表示部6、入力部7、電源制御部8及びシステム制御部9の各々へ供給する常用電源ユニット10を備え、更に、超音波検査状態に基づいて電源制御部8から供給される電源制御信号に従い超音波検査が実行される場合においてのみ所定の電力を、送信部31及び受信部32へ供給する送受信電源ユニット33、Bモードデータ生成部41、ドプラ信号検出部42、カラードプラデータ生成部43及びスペクトラムデータ生成部44へ供給する超音波データ生成用電源ユニット45及びBモード画像データ生成部51、カラードプラ画像データ生成部52及びスペクトラム画像データ生成部53へ供給する画像データ生成用電源ユニット54を備えている。

10

【0053】

そして、超音波検査用電源ユニットとしての送受信電源ユニット33、超音波データ生成用電源ユニット45及び画像データ生成用電源ユニット54は、当該撮影モードにおける各種の設定情報を保存する設定情報記憶部を備え、電源制御部8は、当該超音波検査が中断される際に上述の設定情報記憶部に保存されていた設定情報を一時的に保存（Backup）するためのデータ記憶部を備えている。

20

【0054】

（超音波検査の手順）

次に、本実施形態における超音波検査の手順につき図5のフローチャートに沿って説明する。

【0055】

当該被検体に対する超音波検査に先立ち、超音波診断装置100の操作者は、操作卓等に設けられた電源スイッチをON状態にすることにより商用電源電力を常用電源ユニット10へ供給し、常用電源ユニット10は、超音波診断装置100が有する表示部6、入力部7、電源制御部8及びシステム制御部9に対し所定の電力を供給する（図5のステップS1）。

30

【0056】

上述のユニットに対する電力の供給が終了したならば、操作者は、動作状態になった入力部7及び表示部6を用いて、被検体情報の入力、超音波送受信条件の設定、超音波データ生成条件及び画像データ生成条件の設定等を行ない、更に、所望の撮影モードを選択した後、検査開始指示信号を入力する（図5のステップS2）。

【0057】

一方、検査状態検出部11は、超音波プローブ2が自己のプローブホルダに収納されているか否かを継続的に検出し、操作者により超音波プローブ2が前記プローブホルダから取り上げられたならば、超音波プローブ2がプローブホルダに収納されていない状態（即ち、超音波検査が実行される状態）を示す検出信号（検査状態検出信号）をシステム制御部9へ供給する（図5のステップS3）。

40

【0058】

次いで、システム制御部9は、検査状態検出部11から供給された上述の検査状態検出信号に基づき、入力部7から供給される検査開始指示信号を上述の常用電源ユニット10によって動作状態になっている電源制御部8に対して供給し、電源制御部8は、前記検査開始指示信号に基づいて生成した電源制御信号を、送受信部3の送受信電源ユニット33、超音波データ生成部4の超音波データ生成用電源ユニット45及び画像データ生成部5の画像データ生成用電源ユニット54（以下、超音波検査用電源ユニット）へ供給する

50

。

【 0 0 5 9 】

そして、電源制御信号を受信した超音波検査用電源ユニットの各々は、送受信部 3、超音波データ生成部 4 及び画像データ生成部 5 を構成するユニットに対し所定の電力を供給することにより当該被検体に対する超音波検査を開始させる。このとき、入力部 7 において初期設定された各種設定情報は、超音波検査用電源ユニットが有する設定情報記憶部に保存され、これらの設定情報に基づいて上述の超音波検査が開始される（図 5 のステップ S 4 及びステップ S 5）。

【 0 0 6 0 】

一方、検査状態検出部 1 1 は、上述の超音波検査が開始されている期間においても自己のプローブホルダにおける超音波プローブ 2 の収納状態を継続的に検出し、超音波プローブ 2 が前記プローブホルダに収納されたならば、その状態（即ち、超音波検査が実行されない状態）を示す検出信号（非検査状態検出信号）をシステム制御部 9 へ供給する（図 5 のステップ S 6）。

10

【 0 0 6 1 】

そして、検査状態検出部 1 1 から供給された非検査状態検出信号を受信したシステム制御部 9 は、これらの情報に基づいて生成した検査中断指示信号を電源制御部 8 に対して供給し、電源制御部 8 は、超音波検査用電源ユニット（即ち、送受信用電源ユニット 3 3、超音波データ生成用電源ユニット 4 5 及び画像データ生成用電源ユニット 5 4）の設定情報記憶部に保存されている各種設定情報を読み出し、自己のデータ記憶部に保存（Back up）する（図 5 のステップ S 7）。

20

【 0 0 6 2 】

更に、電源制御部 8 は、上述の検査中断指示信号に基づいて生成した電源制御信号を超音波検査用電源ユニットへ供給し、この電源制御信号を受信した超音波検査用電源ユニットは、送受信部 3、超音波データ生成部 4 及び画像データ生成部 5 の各ユニットに対する電力供給を停止することにより超音波検査を中断させる（図 5 のステップ S 8 及びステップ S 9）。

【 0 0 6 3 】

一方、検査状態検出部 1 1 は、上述の超音波検査が中断されている期間においても自己のプローブホルダにおける超音波プローブ 2 の収納状態を継続的に検出し、超音波プローブ 2 が前記プローブホルダから離脱したならば、その状態（即ち、超音波検査が実行される状態）を示す検査状態検出信号をシステム制御部 9 へ供給する（図 5 のステップ S 1 0）。

30

【 0 0 6 4 】

そして、検査状態検出部 1 1 から供給される検査状態検出信号を受信したシステム制御部 9 は、これらの情報に基づいて生成した検査再開指示信号を電源制御部 8 に対して供給し、電源制御部 8 は、自己のデータ記憶部に保存されている各種設定情報を読み出し、超音波検査用電源ユニットの設定情報記憶部に再インストールする（図 5 のステップ S 1 1）。

【 0 0 6 5 】

更に、電源制御部 8 は、上述の検査再開指示信号に基づいて生成した電源制御信号を超音波検査用電源ユニットへ供給し、この電源制御信号を受信した超音波検査用電源ユニットは、送受信部 3、超音波データ生成部 4 及び画像データ生成部 5 の各ユニットに対する電力を再度供給することにより超音波検査を再開させる（図 5 のステップ S 1 2 及びステップ S 1 3）。

40

【 0 0 6 6 】

そして、上述のステップ S 6 及びステップ S 1 3 を繰り返すことにより当該撮影モードにおける超音波検査の中断と再開を実行し、所望の医療情報が収集されたならば入力部 7 において入力された検査終了指示信号に基づいて当該被検体あるいは当該撮影モードにおける超音波検査を終了する（図 5 のステップ S 1 4）。

50

【 0 0 6 7 】

以上述べた本実施形態によれば、被検体に対する超音波検査が実行されていない場合には、超音波送受信や画像データの生成等からなる前記超音波検査に必要な電力の供給を停止することにより消費電力を大幅に低減することができる。又、消費電力の低減に伴って超音波診断装置内の回路素子における発熱も低減されるため、常に安定した回路動作を得ることが可能となる。

【 0 0 6 8 】

特に、上述の超音波検査の検査状態が継続的に検出され、その検出結果に基づいて前記超音波検査に必要なユニットに対する電力供給が自動的に制御されるため、中断と再開を複数回繰り返すような超音波検査においても効率的な消費電力の低減が可能となる。又、
10 超音波プローブの使用状況に基づいて超音波検査状態を検出することにより、超音波検査状態を容易かつ正確に検出することができる。

【 0 0 6 9 】

更に、中断前の超音波検査における設定情報に基づいて再開後の超音波検査が行なわれるため、連続性に優れた超音波検査が可能となり検査効率が向上するのみならず当該超音波検査を担当する医療従事者の負担を軽減することができる。

【 0 0 7 0 】

以上、本開示の実施形態について述べてきたが、本開示は、上述の実施形態に限定されるものではなく、変形して実施することが可能である。例えば、上述の実施形態では、超音波検査用電源ユニットとして超音波送受信に必要な送受信電源ユニット 3 3、超音波
20 データの生成に必要な超音波データ生成用電源ユニット 4 5 及び画像データの生成に必要な画像データ生成用電源ユニット 5 4 について述べたが、超音波検査の実行時に必要な電源ユニットであれば上述の電源ユニットに限定されない。

【 0 0 7 1 】

又、表示部 6、入力部 7、電源制御部 8 及びシステム制御部 9 に対して電力を供給する常用電源ユニット 1 0 について述べたが、常用電源ユニット 1 0 によって電力が供給されるユニットは上述のユニットに限定されない。

【 0 0 7 2 】

更に、上述の実施形態では、中断前の超音波検査における設定情報に基づいて再開後の超音波検査を行なう際、中断時には、超音波検査用電源ユニットの設定情報記憶部に保存された中断前の設定情報を電源制御部 8 のデータ記憶部に保存 (Back up) し、再開時には、前記データ記憶部に保存された中断前の設定情報を前記設定情報記憶部に保存 (再インストール) する場合について述べたが、前記設定情報記憶部は、超音波検査用電源ユニットの外部に設けられていてもよく、前記データ記憶部も電源制御部 8 の外部に設けられていても構わない。
30

【 0 0 7 3 】

一方、上述の実施形態では、超音波プローブ 2 のプローブホルダに対する収納の有無に基づいて超音波検査状態を検出する場合について述べたが、これに限定されるものではなく、例えば、超音波プローブ 2 の位置情報や移動情報等を計測することにより超音波検査状態を検出してよい。
40

【 0 0 7 4 】

尚、検査状態検出部 1 1 から供給される超音波検査状態の検出結果に基づいて超音波検査を再開させる場合、システム制御部 9 における検査再開指示信号の生成や電源制御部 8 における電源制御信号の生成は所定のソフトウェアを用いて行なってもよいが、専用のハードウェアを用いることが望ましい。専用のハードウェアを用いることにより中断された当該超音波検査を短時間で再開することが可能となり、効率のよい超音波検査を行なうことができる。

【 0 0 7 5 】

尚、本開示の実施形態に係る超音波診断装置 1 0 0 の一部は、コンピュータをハードウェアとして用いることでも実現することができる。例えば、システム制御部 9 や電源制御
50

部 8 等は、上述のコンピュータに搭載された CPU 等のプロセッサに所定の制御プログラムを実行させることにより各種機能を実現することができる。この場合、システム制御部 9 や電源制御部 8 等は上述の制御プログラムをコンピュータに予めインストールしてもよく、又、コンピュータによる読み取りが可能な記憶媒体への保存あるいはネットワークを介して配布された制御プログラムのコンピュータへのインストールであっても構わない。

【 0 0 7 6 】

以上、本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で種々の省略、置き換え、変更を行なうことができる。これらの実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれる。

10

【 符号の説明 】

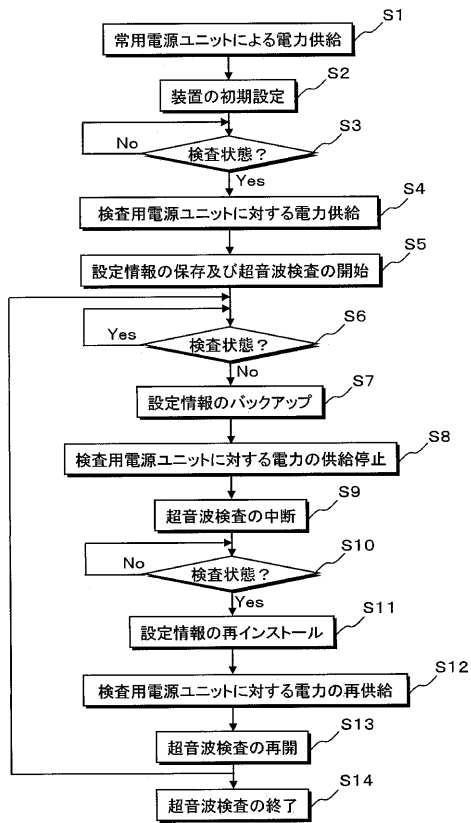
【 0 0 7 7 】

- 2 ... 超音波プローブ
- 3 ... 送受信部
- 3 1 ... 送信部
- 3 2 ... 受信部
- 3 3 ... 送受信電源ユニット
- 4 ... 超音波データ生成部
- 4 1 ... B モードデータ生成部
- 4 2 ... ドブラ信号検出部
- 4 3 ... カラー Doppler データ生成部
- 4 4 ... スペクトラムデータ生成部
- 4 5 ... 超音波データ生成用電源ユニット
- 5 ... 画像データ生成部
- 5 1 ... B モード画像データ生成部
- 5 2 ... カラー Doppler 画像データ生成部
- 5 3 ... スペクトラム画像データ生成部
- 5 4 ... 画像データ生成用電源ユニット
- 6 ... 表示部
- 7 ... 入力部
- 8 ... 電源制御部
- 9 ... システム制御部
- 1 0 ... 常用電源ユニット
- 1 1 ... 検査状態検出部
- 1 0 0 ... 超音波診断装置

20

30

【 図 5 】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C601 BB06 DE01 EE15 GA18 LL05 LL32 LL38

